

(19)



Eur päisches Patentamt  
European Patent Office  
Office européen des brevets



(11)

**EP 0 872 729 A1**

(12)

## EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

(43) Veröffentlichungstag:  
21.10.1998 Patentblatt 1998/43

(51) Int Cl.<sup>6</sup>: **G01N 27/327, C12Q 1/00**

(21) Anmeldenummer: 98890110.4

(22) Anmeldetag: 16.04.1998

(84) Benannte Vertragsstaaten:  
**AT BE CH CY DE DK ES FI FR GB GR IE IT LI LU  
MC NL PT SE**  
Benannte Erstreckungsstaaten:  
**AL LT LV MK RO SI**

- Pestitschek, Gabriela  
8073 Feldkirchen (AT)
- Schaffar, Bernhard Peter Harald  
8045 Graz (AT)
- Dolezal, Andreas Martin  
8020 Graz (AT)
- Wiedner, Nicole  
8020 Graz (AT)

(30) Priorität: 17.04.1997 AT 664/97

(71) Anmelder: AVL Medical Instruments  
8207 Schaffhausen (CH)

(74) Vertreter: Schwarz, Albin, Dr. Kopecky & Schwarz  
Patentanwälte et al  
Wipplingerstrasse 32/22  
1010 Wien (AT)

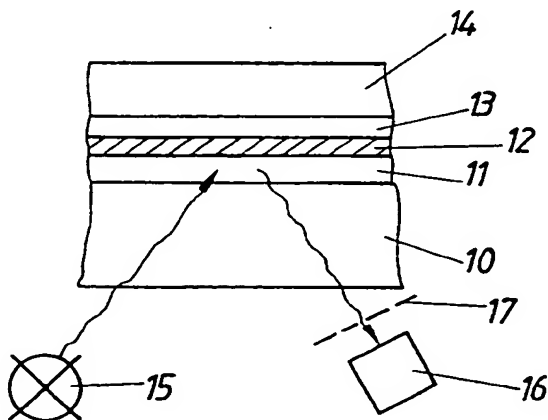
(72) Erfinder:  
• Offenbacher, Helmut  
8020 Graz (AT)

### (54) Biosensor mit permeabler Deckmembran aus Polyvinylchlorid-Copolymer

(57) Die Erfindung betrifft einen Sensor zur Bestimmung der Konzentration und zum Nachweis eines Enzymsubstrates in einer flüssigen Probe, welcher Sensor ein Enzym, welches mit dem Enzymsubstrat unter Bildung einer direkt oder indirekt detektierbaren Substanz reagieren kann, eine Detektionsvorrichtung für diese Substanz und eine für das Enzymsubstrat permeable

Deckmembran aus einem Polymer aufweist, welcher Sensor dadurch gekennzeichnet ist, daß das Polymer ein Polyvinylchlorid-Copolymer, d.h. ein Copolymer aus Vinylchlorid und einem weiteren Monomer, ist, welches Copolymer hydrophile Gruppen aufweist.

Der erfindungsgemäße Sensor kann als optischer Sensor oder als amperometrischer Sensor ausgebildet sein.



**FIG. 3**

EP 0 872 729 A1

## Beschreibung

Die vorliegende Erfindung betrifft einen Sensor (Biosensor) zur Bestimmung der Konzentration und zum Nachweis eines Enzymsubstrates in einer flüssigen Probe, welcher Sensor ein Enzym, welches mit dem Enzymsubstrat unter Bildung einer direkt oder indirekt detektierbaren Substanz reagieren kann, eine Detektionsvorrichtung und eine für das Enzymsubstrat permeable Deckmembran bzw. Deckschicht aus einem Polymer aufweist.

Sensoren, ausgebildet als amperometrische Sensoren bzw. Enzymelektroden oder als optische Sensoren (Optoden), werden heutzutage verbreitet eingesetzt, um bestimmte Substanzen, wie z.B. Glucose, Sauerstoff, CO<sub>2</sub>, in Blut und anderen Körperflüssigkeiten quantitativ zu bestimmen bzw. nachzuweisen.

Aufbau und Funktion einer amperometrischen Enzymelektrode ist beispielsweise aus der EP-A 0 603 154 der Anmelderin bekannt. Aufbau und Funktion einer Optode ist beispielsweise aus Biosensors & Bioelectronics 5 (1990) 137-148 bekannt.

Amperometrische Sensoren zur Bestimmung von Glucose, Laktat oder Creatinin werden vorzugsweise mit Oxidoreduktasen und einer Detektionsvorrichtung zur Wasserstoffperoxidbestimmung (Basis-elektrode) gebaut. Die Funktionsweise ist dabei so, daß die Oxidase, z.B. Glucoseoxidase, Laktatoxidase und Sarkosinoxidase, den zu bestimmenden Analyten mit Sauerstoff in das korrespondierende Oxidationsprodukt und Wasserstoffperoxid oxidiert, wobei die Konzentration an gebildetem Wasserstoffperoxid der Analytkonzentration proportional ist und durch anodische Oxidation bei ca. 650 mV gegen Ag/AgCl an Edelmetall- oder Carbon-elektroden (Basis-elektrode) gemessen wird. Alternativ kann auch an katalytisch wirksamen Elektroden, wie platinisiertem Carbon und Mangandioxid, bei reduzierter Oxidationsspannung (ca. 300 mV) gemessen werden.

Weitere Möglichkeiten der Bestimmung sind die Messung des Sauerstoffverbrauchs oder die Verwendung von Mediatoren, welche anstelle des Wasserstoffperoxids an der Elektrode oxidativ gemessen werden können und auch in oxidiert Form als Ersatz für Sauerstoff dienen.

Der klassische amperometrische Sensor besteht aus 4 Schichten: einer Basis-elektrode, einer Interferenzsperrschicht, einer Enzymschicht und einer Deckmembran bzw. Deckschicht. Dieser Aufbau ist in der beigefügten Figur 1 schematisch dargestellt, wobei die Bezugsziffer 1 eine elektrisch leitende Bahn, z.B. aus Silber, bezeichnet, die auf einem Träger (nicht dargestellt) aufgebracht ist. Die Basis-elektrode 2 ist auf die elektrisch leitende Bahn 1 aufgebracht. Über der Basis-elektrode 2 befindet sich die Interferenzsperrschicht 3, die Enzymschicht 4 und die Deckmembran 5. Die Deckmembran 5 steht mit der Probe in Kontakt.

Die Interferenzsperrschicht 3 eines amperometri-

schen Sensors dient dazu, alle elektroaktiven Substanzen der Probe, z.B. Paracetamol, Harnsäure, Ascorbinsäure, welche direkt an der Elektrodenoberfläche oxidiert werden können und somit falsche, erhöhte Signale geben, von der Elektrode fernzuhalten. Als Interferenzsperrschicht werden gerne Schichten aus Celluloseacetat und Polyphenylendiamin verwendet, wobei die Polyphenylendiamin-Schicht durch Aufpolymerisieren von Phenylendiamin direkt auf die Basis-elektrode hergestellt wird. Auch nicht weichgemachtes Polyvinylchlorid (PVC) und Nafion kann direkt aus der Lösung aufgebracht werden.

Als Deckschicht 5 wird häufig eine durch Ätzen mikroporös gemachte Polycarbonatmembran verwendet, wobei die Porenweite typischerweise 0,03 µm bei einer Porosität von weniger als 5% beträgt. Diese Deckmembran ist biokompatibel und durch die geringe Porosität diffusionslimitierend, ist jedoch kein Schutz für den Transport von Enzymen durch die Poren. Zur Verbesserung der Diffusionseigenschaften wird diese Schicht häufig noch laminiert und/oder noch weiter beschichtet. Durch Benetzen mit hydrophoben Weichmachern kann eine sogenannte gestützte Flüssigmembran hergestellt werden.

Eine Deckschicht 5 aus einer porösen Polycarbonatmembran hat den Nachteil, daß sie die darunterliegende Enzymschicht 4 nicht ausreichend vor Proteasen schützen kann. Außerdem kann sie ein Auswaschen der Enzyme aus der Enzymschicht 4 nicht verhindern, da Enzyme durch 0,03 µm große Poren diffundieren können.

Deckschichten werden häufig auf der Enzymschicht mechanisch befestigt. Ist die Deckschicht mit der Enzymschicht kombiniert, muß diese Schicht auf der Basis-elektrode mechanisch befestigt werden. Derartige mechanische Befestigungen sind teuer, technisch aufwendig und schaffen auch oft insofern Probleme, als es schwierig ist, die Membran luftblasenfrei auf der darunterliegenden Schicht aufzubringen. Dies beschränkt üblicherweise die konstruktiven Freiheiten bei der Sensorgestaltung, da eine bombierte Elektrodenoberfläche nötig ist, um eine Membran unter mechanischer Spannung auf der Elektrode zu befestigen. Die erforderliche Spannung führt oft zu Rissen und Falten. Des weiteren sind Folienmembranen relativ dick, wodurch die hergestellten Sensoren vergleichsweise geringe elektrische Ströme und lange Ansprechzeiten aufweisen.

Zur Ausbildung der Deckmembran ist ferner bekannt, eine Lösung des Polymers auf der Enzymschicht aufzutragen und das Lösungsmittel abzdampfen. Auf diese Weise können z.B. Deckmembranen aus Nafion, PVC, Polyurethan, Silikon, Polyacrylat (p-HEMA) und Celluloseacetat ausgebildet werden, die ohne mechanische Befestigung, also nur durch Adhäsion, auf der darunterliegenden Schicht haften.

Von den bisher verwendeten Polymeren, welche direkt aus ihrer Lösung auf die Enzymschicht bzw. die

Elektrode aufgebracht werden können, sind nur inig wenig, wie z.B. Nafion und Celluloseacetat, gegen elektroch misch aktive Interf renten selektiv. Viele Polymere sind ferner nur in leicht flüchtigen, aggressiven bzw. toxischen Lösungsmitteln löslich, wie z.B. Celluloseacetat in DMSO und Aceton; PVC in Tetrahydrofuran und Cyclohexanon. Dieser Umstand ist sowohl fertigungstechnisch als auch sicherheitstechnisch relevant. Er ist auch für die Elektrode selbst relevant, da Kunststoffteile von diesen Lösungsmitteln angegriffen werden bzw. Enzyme in der Enzymschicht zerstört werden können. Aus weichgemachtem PVC können Weichmacher in umgebende Kunststoffteile bzw. in die Enzymschicht diffundieren.

Ein weiterer Nachteil besteht darin, daß die Permeabilität für die Analyte, also z.B. Glucose oder Laktat, bei den meisten Polymeren, vor allem für weichgemachtes PVC, nur über eine Variation der Schichtdicke eingestellt werden kann, da die Permeabilität hauptsächlich durch Fehlstellen in der Membran und der dadurch entstandenen Porosität bedingt ist. Bereits geringe Unterschiede in der Schichtdicke können dabei zu einem totalen Permeabilitätsverlust führen.

Die vorliegende Erfindung stellt sich die Aufgabe, die oben genannten Nachteile bei einem eingangs erwähnten Sensor zu überwinden und insbesondere einen Sensor zur Verfügung zu stellen, bei dem die Deckschicht nicht mechanisch befestigt zu werden braucht. Bei der Aufbringung der Deckschicht aus der Lösung soll ferner keines der aggressiven, toxischen bzw. extrem leichtflüchtigen Lösungsmittel, die im Stand der Technik verwendet werden, eingesetzt werden.

Der erfindungsgemäße Sensor zur Bestimmung der Konzentration und zum Nachweis eines Enzymsubstrates in einer flüssigen Probe, welcher Sensor ein Enzym, welches mit dem Enzymsubstrat unter Bildung einer direkt oder indirekt detektierbaren Substanz reagieren kann, eine Detektionsvorrichtung und eine für das Enzymsubstrat permeable Deckmembran aus einem Polymer aufweist, ist dadurch gekennzeichnet, daß das Polymer ein Polyvinylchlorid-Copolymer, d.h. ein Copolymer aus Vinylchlorid und einem weiteren Monomer, ist, welches Copolymer hydrophile Gruppen aufweist. Das zur Bildung der Deckmembran erfindungsgemäß verwendete Copolymer kann ein Block-Copolymer, ein alternierendes Copolymer oder ein statistisches Copolymer sein.

Als hydrophile Gruppen sind Hydroxy-, Ester- und/oder Carboxylgruppen bevorzugt.

Das erfindungsgemäß verwendete PVC-Copolymer ist in hochsiedenden Estern leicht löslich. Dies ermöglicht ein automatisiertes Dispensieren über mehrere Stunden. Demgegenüber wird reines PVC üblicherweise in Tetrahydrofuran gelöst, das aufgrund seiner hohen Flüchtigkeit keine reproduzierbare, automatisierte Mass nfertigung zuläßt.

Ein w iterer Vorteil ist, daß das gelöst Polymer aus di ser Lösung direkt auf die Enzymschicht aufgebracht

werden kann. Ein Inaktivierung der Enzymschicht durch die erfindungsgemäße Deckschicht ist praktisch ausgeschlossen, da gegenüber nicht bedeckten Sensoren nur ca. die Hälfte an Signal verlorenggeht. Bemerkenswert ist dabei aber, daß die Linearität des Sensors vervielfacht wird. Eine vergleichbare Deckmembran, z. B. aus Nafion, weist zwar einen ähnlichen Signalverlust auf, jedoch ohne signifikante Erhöhung der Linearität des Sensors.

Das erfindungsgemäß verwendete Copolymer ist insbesondere aus Vinylchlorid und einem oder mehreren von Vinylalkohol, Vinylester, z.B. Vinylacetat, Vinylhydroxyester, z.B. Hydroxypropylacrylat, und Vinylcarbonsäuren, z.B. Maleinsäure, gebildet. Beispielhafte PVC-Copolymere sind Poly-(vinylchlorid-co-vinylacetat), Poly-(vinylchlorid-co-vinylacetat-co-2-hydroxypropylacrylat), Poly-(vinylchlorid-co-vinylacetat-co-maleinsäure und Poly-(vinylchlorid-co-vinylacetat-co-vinylalkohol).

Eine besondere Ausführungsform des erfindungsgemäßen Sensors ist dadurch gekennzeichnet, daß das weitere Monomer, aus welchem das Polyvinylchlorid-Copolymer gebildet ist, Vinylacetat und/oder Maleinsäure ist.

Das weitere Monomer ist im Copolymer vorzugsweise zu 5 bis 35 Masse%, insbesondere 10 bis 20 Masse%, bezogen auf die Masse an Vinylchlorid, enthalten.

Eine weitere bevorzugte Ausführungsform des erfindungsgemäßen Sensors besteht darin, daß die Deckmembran einen hydrophilen Weichmacher enthält, wobei sich als Weichmacher insbesondere Dextran, Glyc rin, Polyethylenglycol oder Glycole bewährt haben.

Über den Zusatz an Weichmacher kann die Permeabilität gezielt eingestellt werden. Ein Zusatz von z. B. 3 Masse% Glycerin erhöht bei einem amperometrischen Sensor bei gleicher Schichtdicke das Sensorsignal z.B. auf Laktat um 100% bei einer gleichzeitigen Erhöhung der Linearität um ca. 10%. Auch bei Anwendung bei einem optischen Sensor wird der Meßbereich nach Aufbringen der erfindungsgemäßen Deckschicht signifikant erhöht.

Im Vergleich zu einer Deckmembran aus reinem PVC gestattet die erfindungsgemäße Deckmembran aus dem PVC-Copolymer eine wesentlich bessere Einstellung der Permeabilität für Glucose, da durch die hydrophile Copolymerkomponente a priori eine bessere Permeabilität für Glucose gegeben ist. Es hat sich gezeigt, daß bei Verdoppelung der Schichtdicke die Signalintensität maximal um die Hälfte abnimmt, wogegen bei einer Deckmembran aus reinem PVC eine Verdoppelung der Schichtdicke zu einem totalen Permeabilitätsverlust führen kann.

Die erfindungsgemäße Deckmembran erschwert das Auswaschen von Enzymen oder anderen Bestandteilen der Enzymschicht, wodurch sich die Lebensdauer des Sensors verlängert. Es kommt z.B. di Lebensdauer ein s Laktatsensors von 1,5 Tagen (ohne Deckm mbran) auf 14 Tage (mit D ckmembran) verlängert wer-

den.

Der Weichmacher ist zweckmäßigerweise in einer Menge von 0,5 bis 5 Masse%, bezogen auf das Polyvinylchlorid-Copolymer, enthalten.

Der erfindungsgemäße Sensor kann als Enzymelektrode ausgebildet sein, wobei die Detektionsvorrichtung eine Basiselektrode ist.

Die Deckmembran kann dabei direkt, das heißt ohne zwischenliegende Interferenzsperrmembran, auf die Basiselektrode bzw. auf eine Schicht, welche das Enzym enthält, aufgebracht werden. Dies deshalb, weil die erfindungsgemäße Deckmembran sowohl die Linearität des Sensors aufgrund einer verbesserten Diffusionshemmung erhöht als auch elektroaktive Interferenzen aussperrt. Mit der erfindungsgemäßen Deckmembran konnte der Einfluß von 1 mmol/l Paracetamol von 1,4 mmol/l Laktat ohne Deckmembran auf 0,2 mmol/l Laktat herabgesetzt werden. Desgleichen hat sich die Linearität des Sensors (ein Verhältnis der Meßwerte bei 5 und 12 mmol/l Laktat entspricht absoluter Linearität) von 1,1 auf 2,2 erhöht.

Die Deckmembran kann durch Adhäsion an der Basiselektrode bzw. an der Schicht, welche das Enzym enthält, haften und braucht nicht als Folie auf mechanische Weise an der Basiselektrode bzw. an der Schicht, welche das Enzym enthält, angebracht sein.

Der erfindungsgemäße Sensor kann ferner als optischer Sensor ausgebildet sein.

Die Erfindung betrifft auch eine Methode zur Bestimmung der Konzentration und zum Nachweis eines Enzymsubstrates in einer flüssigen Probe mittels eines Sensors, der mit der flüssigen Probe in Kontakt gebracht wird, welche Methode dadurch gekennzeichnet ist, daß ein erfindungsgemäßer Sensor eingesetzt wird.

Die Erfindung betrifft ferner die Verwendung eines Polyvinylchlorid-Copolymers, welches hydrophile Gruppen aufweist, zur Herstellung einer Deckmembran eines Sensors.

Mit der beigefügten Zeichnung werden bevorzugte Ausführungsformen der Erfindung noch näher beschrieben, wobei die Figuren 2 und 3 schematisch einen Querschnitt durch eine erfindungsgemäße Enzymelektrode bzw. einen erfindungsgemäßen optischen Sensor (Optode) zeigen.

Die Figur 2 zeigt den Aufbau einer bevorzugten Ausführungsform einer erfindungsgemäßen Enzymelektrode, wobei die Bezugsziffer 6 eine elektrisch leitende Bahn, z.B. aus Silber, die auf einem Kunststoffträger (nicht dargestellt) aufgebracht ist, bezeichnet. Die Basiselektrode 7 ist auf die Bahn 6 aufgebracht. Über der Basiselektrode 7 ist die Enzymschicht 8 und die erfindungsgemäße Deckmembran 9, die mit der Probe in Kontakt steht, vorgesehen. Der Schichtaufbau für eine derartige Enzymelektrode kann folgendermaßen vorgenommen werden:

Zunächst werden auf den Kunststoffträger Silberleitbahnen für die Referenzelektrode, die Gegenelektrode und die erfindungsgemäße Enzymelektrode (Basis-

elektrode bzw. Arbeitselektrode) gedruckt.

Die Referenzelektrode wird weiters im Sensorbereich aus einer Ag/AgCl-Paste hergestellt. Die Gegenelektroden werden mit einer Carbonpaste im Sensorbereich überschichtet. Als Basis für die Enzymelektrode wird eine Mischung aus 5%  $\text{MnO}_2$  in einer Carbonpaste im Sensorbereich aufgedruckt. Darauf wird ein Tropfen einer 10%igen Lösung von Glucoseoxidase zur Bestimmung von Glucose in Wasser aufgebracht, oder alternativ in einer selbstvernetzenden Polyacrylmatrix.

Anschließend wird die Deckmembran aufgetragen, indem eine 1-3%ige Lösung des erfindungsgemäß verwendeten Polyvinylchlorid-Copolymers in Butoxyethylacetat, z.B. PVC-co-vinylacetat-maleinat, ein- bis dreimal hintereinander aufgetropft und das Lösungsmittel abgedampft wird.

Zur Permeabilitätsverbesserung und zur Verhinderung einer möglichen Kristallisationsbildung in der Polyvinylchlorid-Copolymer-Membran können hydrophile Weichmacher (Glycerin, PEG, Dextran oder ähnliches), zweckmäßigerweise in einer Konzentration von 3% des Polyvinylchlorid-Copolymers, zugesetzt werden.

Statt der Glucoseoxidase können auch andere Enzyme zur Bestimmung anderer Substrate, z.B. Laktat-oxidase zur Bestimmung von Laktat, eingesetzt werden.

Die Figur 3 zeigt schematisch den Aufbau eines optischen Sensors, wobei die Bezugsziffer 10 einen Träger, z.B. aus Polyester, bezeichnet, die Bezugsziffer 11 eine Silikonschicht bezeichnet, die einen Indikator, z.B. Decacyclen zur Detektion von Sauerstoff, enthält, die Bezugsziffer 12 eine Schicht aus feinverteiltem Kohlenstoff zur optischen Isolierung bezeichnet und die Bezugsziffer 13 eine Enzymschicht (Gelschicht) bezeichnet. Die Herstellung eines derartigen Sensors ist z.B. aus Biosensors & Bioelectronics 5 (1990) 137-148 b - kannt.

Zur Aufbringung der Deckschicht 14 aus dem Polyvinylchlorid-Copolymer wird wie oben bereits beschrieben vorgegangen. Diese Deckschicht 14 steht mit der Probe in Kontakt.

Der zu bestimmende Stoff, z.B. Glucose, gelangt durch die Deckmembran 14 in die Enzymschicht 13, welche Glucoseoxidase enthält. Der durch enzymatische Oxidation von Glucose entstehende Sauerstoff gelangt in die Indikatorschicht 11 und löscht die Fluoreszenz des Decacyclens, die mittels einer Anregungseinrichtung 15, welche Anregungslicht in die Silikonschicht 11 strahlt, hervorgerufen wird. Aus der Abnahme der Fluoreszenz kann in an sich bekannter Weise mittels der Meßeinrichtung 16, der ein Filter 17 vorgeschaltet ist, auf die Sauerstoffkonzentration und in der Folge auf die Glucosekonzentration rückgeschlossen werden.

## 55 Patentansprüche

1. Sensor zur Bestimmung der Konzentration und zum Nachweis eines Enzymsubstrates in einer flüssigen

- Probe, welcher Sensor in Enzym, welches mit dem Enzymsubstrat unter Bildung einer direkt oder indirekt detektierbaren Substanz reagieren kann, ein Detektionsvorrichtung und eine für das Enzymsubstrat permeable Deckmembran aus einem Polymer aufweist, dadurch gekennzeichnet, daß das Polymer ein Polyvinylchlorid-Copolymer, d.h. ein Copolymer aus Vinylchlorid und einem weiteren Monomer, ist, welches Copolymer hydrophile Gruppen aufweist.
2. Sensor nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Copolymer als hydrophile Gruppen Hydroxy-, Ester- und/oder Carboxylgruppen aufweist.
3. Sensor nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß das Copolymer aus Vinylchlorid und einem oder mehreren von Vinylalkohol, Vinylester, Vinylhydroxyester und Vinylcarbonsäuren gebildet ist.
4. Sensor nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß das weitere Monomer Vinylacetat und/oder Maleinsäure ist.
5. Sensor nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß das weitere Monomer zu 5 bis 35 Masse%, insbesondere 10 bis 20 Masse%, bezogen auf die Masse an Vinylchlorid, enthalten ist.
6. Sensor nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Deckmembran einen hydrophilen Weichmacher enthält.
7. Sensor nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß als Weichmacher Dextran, Glycerin, Polyethylenglycol oder Glycole enthalten sind.
8. Sensor nach einem der Ansprüche 6 oder 7, dadurch gekennzeichnet, daß der Weichmacher in einer Menge von 0,5 bis 5 Masse%, bezogen auf das Polyvinylchlorid-Copolymer, enthalten ist.
9. Sensor nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß er als Enzymelektrode ausgebildet ist, wobei die Detektionsvorrichtung eine Basiselektrode ist.
10. Sensor nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Deckmembran direkt, das heißt ohne zwischenliegende Interferenzspermembran, auf die Basiselektrode bzw. auf eine Schicht, welche das Enzym enthält, aufgebracht ist.
11. Sensor nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß die Deckmembran durch Adhäsion an der Basiselektrode bzw. auf der Schicht, welche das Enzym enthält, haftet.
12. Sensor nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß er als optischer Sensor ausgebildet ist.
13. Methode zur Bestimmung der Konzentration und zum Nachweis eines Enzymsubstrates in einer flüssigen Probe mittels eines Sensors, der mit der flüssigen Probe in Kontakt gebracht wird, dadurch gekennzeichnet, daß ein Sensor gemäß einem der Ansprüche 1 bis 12 eingesetzt wird.
14. Verwendung eines Polyvinylchlorid-Copolymers, welches hydrophile Gruppen aufweist, zur Herstellung einer Deckmembran eines Sensors.

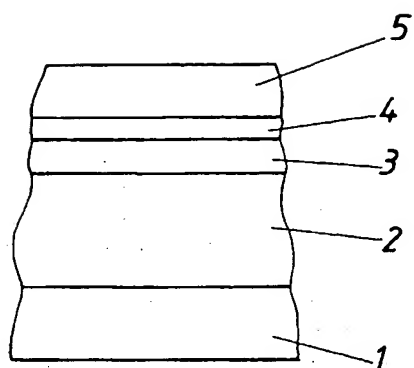


FIG. 1

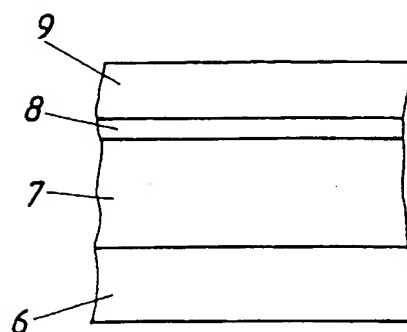


FIG. 2

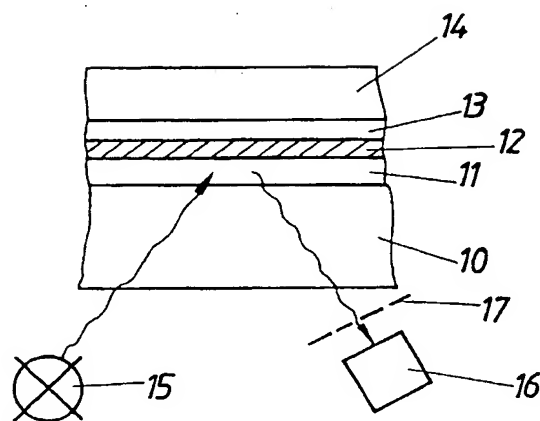


FIG. 3



Europäisches  
Patentamt

# EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung  
EP 98 89 0110

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int.Cl.6)
X	MEYERHOFF M. E. ET AL: "New polymeric membrane materials for fabricating potentiometric ion- and bioselective sensors." POLYMERIC MATERIALS SCIENCE AND ENGINEERING, Bd. 64, 1991, Seiten 292-293, XP002073355 * das ganze Dokument *	1-6,13,14	G01N27/327 C12Q1/00
X	GLYN DAVIES, O. ET AL: "Optimisation of poly(vinylchloride) matrix membrane ion-selective electrodes for ammonium ions." THE ANALYST, Bd. 113, Nr. 3, März 1988, Seiten 487-500, XP002073356 London * Seite 497 *	1,13,14	
A	BENMAKROHA, Y. ET AL: "Poly(vinylchloride), polysulfone and sulfonated polyether-ether sulfone composite membranes for glucose and hydrogen peroxide perm-selectivity in amperometric biosensors." THE ANALYST, Bd. 121, Nr. 4, April 1996, Seiten 521-526, XP002073357 * Zusammenfassung *	1,13,14	RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (Int.Cl.6) C12Q G01N
A	GB 1 415 597 A (NAT PATENT DEV CORP) 26. November 1975 * das ganze Dokument *	1,13,14	
A	EP 0 707 064 A (AVL MEDICAL INSTR AG) 17. April 1996 * Ansprüche; Beispiele *	1,13,14	
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Recherchenort DEN HAAG		Abschlußdatum der Recherche 31. Juli 1998	Prüfer Moreno, C
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTE X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : nichtschriftliche Offenbarung P : Zwischenliteratur T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus anderen Gründen angeführtes Dokument & : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument			

EPO FORM 1603 (03/92) (P4/C3)



Europäisches  
Patentamt

# EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung  
EP 98 89 0110

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int.Cl.6)
A	WO 92 13271 A (MARKWELL MEDICAL INST INC) 6. August 1992 * Ansprüche; Beispiele *	1,13,14	
A	US 5 540 828 A (YACYNICH ALEXANDER) 30. Juli 1996 * das ganze Dokument *	1,13,14	
			RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (Int.Cl.6)
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Recherchenort <b>DEN HAAG</b>		Abschlußdatum der Recherche <b>31. Juli 1998</b>	Prüfer <b>Moreno, C</b>
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTE X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : mündliche Offenbarung P : Zwischenliteratur		T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentedokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus anderen Gründen angeführtes Dokument & : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument	

EPO FORM 1503 (02/92) (P4C03)